

[MENU](#)[SEARCH](#)[INDEX](#)[DETAIL](#)[JAPANESE](#)

1 / 1

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-192278

(43)Date of publication of application : 28.07.1998

(51)Int.Cl. A61B 8/06

(21)Application number : 09-361148 (71)Applicant : PHILIPS ELECTRON NV

(22)Date of filing : 26.12.1997 (72)Inventor : ODEIL BONNEF
PHILIPPE JEANDELAY

(30)Priority

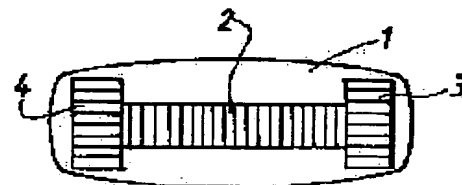
Priority number : 96 9616265 Priority date : 31.12.1996 Priority country : FR

(54) ULTRASONIC ECHO GRAPHIC SYSTEM FOR ARTERY EXAMINATION

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a system including a probe connected to an echo graph that is formed by an ultrasonic outputting means, a reception and processing means of ultrasonic echo signals and a device to display ultrasonic images of artery.

SOLUTION: A probe 1 is composed of integrated three transducers, that is, the first central transducer 2 to examine artery to axis direction, and two more transducers 3 and 4, which are parallelly placed and directed vertically against the first transducer 2 to form vertical section images of conductor. The each graph includes a sequence means, which is continuously operated by respective cyclical methods of the three transducers.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-192278

(43) 公開日 平成10年(1998) 7月28日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 8/06

識別記号

F I

A 6 1 B 8/06

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平9-361148

(22) 出願日 平成9年(1997)12月26日

(31) 優先権主張番号 9 6 1 6 2 6 5

(32) 優先日 1996年12月31日

(33) 優先権主張国 フランス (F R)

(71) 出願人 590000248

フィリップス エレクトロニクス ネムロ
ーゼ フェンノートシャップ

PHILIPS ELECTRONICS
N. V.

オランダ国 アインドーフェン フルーネ
ヴァウツウエッハ 1

(72) 発明者 オディル ボヌフ

フランス国, 94130 ノジャン・シュル・
マルヌ, スクワル・ドゥ・ラ・フォンテーヌ
12

(74) 代理人 弁理士 伊東 忠彦 (外1名)

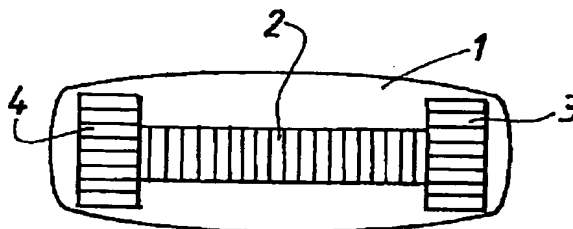
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈検査用超音波エコーグラフィシステム

(57) 【要約】

【課題】 本発明は超音波の出力段(32)と、超音波エコー信号の受信および処理段(34, 38)と、動脈の超音波映像を表示する装置(21)とで形成されるエコーグラフに接続されるプローブを含むシステムに関する。

【解決手段】 本発明によれば、プローブ(1)は、3つの一体変換器、すなわち、動脈を軸方向に走査する第1の中央変換器、および、導体の垂直断面映像を形成するために互いに並行に配設され、かつ、第1の変換器に対して垂直に方向付けられた2つの更なる変換器(3, 4)により形成される。エコーグラフは、3つの変換器のそれぞれを周期的方法で連続的に動作させるシーケンス手段を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波の送信段と、受信段と、ブローブに戻された超音波信号の処理段と、検査されるべき動脈の超音波映像を表示する装置とで形成されるエコーグラフに接続される少なくとも一つの超音波変換器を備えるブローブを含む動脈検査用超音波エコーグラフシステムであって、

前記ブローブは3つの一体変換器の組み立て体からなり、第1の中央変換器は前記動脈を軸方向に走査するように設けられ、第2および第3の側方変換器は前記第1変換器に対称に取り付けられ、かつ、前記第1変換器の走査面に垂直に延在する走査面で動脈を実質的に横断して走査する向きとされ、また、前記エコーグラフは、前記第1、第2および第3変換器を周期的な方法で順次動作させるシーケンス手段を含むことを特徴とする動脈検査用超音波エコーグラフシステム。

【請求項2】 前記シーケンス手段は、前記超音波信号の送信段と前記ブローブとの間に縦続接続された2つのマルチプレクサにより形成され、第1のマルチプレクサは、前記第1変換器のための信号と、前記第2および第3変換器のための信号との間の切り換えのための第1制御手段を備え、第2マルチプレクサは、前記第1マルチプレクサから下流に配設され、かつ、前記第2および第3変換器のための信号の間の切り換えのための第2制御手段を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波エコーグラフシステム。

【請求項3】 前記信号処理段は、前記第1、第2および第3変換器から得られた3つの超音波映像をリアルタイムで前記表示装置に分離表示する処理手段を含むことを特徴とする請求項1または2記載の超音波エコーグラフシステム。

【請求項4】 請求項1乃至3の何れか1項記載の超音波エコーグラフシステム用の超音波変換器を備えるブローブであって、

3つの一体変換器の組み立て体からなり、第1の中央変換器は前記動脈を軸方向に走査し、第2および第3の側方変換器は前記第1変換器に対称に取り付けられ、かつ、前記第1変換器の走査面に垂直に延在する走査面内で動脈を実質的に横断して走査する向きとされていることを特徴とするブローブ。

【請求項5】 請求項1乃至3の何れか1項記載の超音波エコーグラフシステムのための超音波変換器を備えるブローブであって、

第1の線型中央変換器と、第2および第3の扇型映像を得るための曲線状の側方の第2および第3の変換器とからなることを特徴とするブローブ。

【請求項6】 請求項1記載の超音波エコーグラフシステムのための超音波エコーグラフであって、

前記シーケンス手段は、前記超音波信号の送信段と前記ブローブとの間の接続部に2つのマルチプレクサにより

形成され、第1のマルチプレクサは、一方の前記第1変換器のための信号と、他方の前記第2および第3変換器のための信号と間の切り換えのための第1制御手段を備え、第2マルチプレクサは、前記第1マルチプレクサから下流に配設され、かつ、前記第2および第3変換器のための信号の間の切り換えのための第2制御手段を備えることを特徴とする超音波エコーグラフ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波ビームの送信段と、受信段と、ブローブに戻された超音波信号の処理段と、検査されるべき動脈の超音波イメージを表示する装置とで形成されるエコーグラフに接続される少なくとも一つの超音波変換器を伴うブローブを含む動脈検査用超音波エコーグラフシステムに関する。

【0002】本発明は、医療エコーグラフ映像および生理学変数の測定分野で用いられる。

【0003】

【従来の技術】超音波エコーグラフは、神経組織、特に動脈の視覚化のための効果的な手段になりつつあり、今日では、適当な精度で生理学変数を測定することが可能となった。動脈を断面で視覚化し、または、動脈を通して流れる血液の瞬間速度を測定する動脈の検査のために、オペレータが行うエコーグラフブローブの取り扱い、または、得られた映像を誤って解釈させることがあり、または、定量分析中のエラーの原因となり得るデリケートな操作のままである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】定量分析の場合に遭遇する一つの困難は、管（動脈）の軸に関するブローブの正確な位置取りである。適正な位置取りは、大部分、視覚化された映像を含めて、超音波ビームにより形成される断面が動脈の軸を通して延在するような位置取りを意味すると理解されるべきである。

【0005】血液速度の正確な測定を確実にするための観点より、今日、従来のブローブによるデータの取得に関する所定の基準が、線形および曲線ブローブの何れに関するかに関わらず定められている。例えば、オペレータは一つの動脈区分に対して測定を5回実行し、前記5回の測定から互いに最も近似する3つだけを維持しなければならない。しかしながら、この技術は、長く、また、むしろ実行するのが困難であり、特定のオペレータは、より短く、しかし、それにも関わらずより信頼できる処理が使用可能となることを望んでいる。これが解決すべき問題である。エコーグラフ技術のスピードと演算速度に関してなされた進歩が与えられたため、今日では、血管系検査をより簡単にし、また、より信頼できる血管系データの獲得を可能とするため、動脈の映像化の改善が望まれる。

【0006】本発明の目的は、動脈の軸を通過する動脈

の断面を有するリアルタイムの動脈断面映像の編成を可能にする超音波エコーグラフを提供することである。本発明の他の目的は、より優れた信頼性を伴って血液流速速度を測定し得る超音波エコーグラフを提供することである。本発明の他の目的は、表示装置上の補足映像に基づく案内を介して、動脈の断面映像を、それが動脈の軸を通して延在するように修正し得る超音波エコーグラフを提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】これらの目的、および、従来技術の欠点は、序文に表された種類の超音波エコーグラフシステムが、前記プローブは3つの一体変換器の組み立て体で構成され、第1の中央変換器は前記動脈を軸方向に走査するのに対して、第2および第3の側方変換器は前記第1変換器に対称に取り付けられ、かつ、前記第1変換器の走査面に垂直に延在する走査面で動脈を実質的に横断して走査する向きとされている点、および、前記エコーグラフは、前記第1、第2および第3変換器を周期的な方法で連続的に動作させるシーケンス手段を含む点に特徴を有する点で達成され、また、軽減される。

【0008】例えば、米国企業ヒューレットパッカードにより超食道検査のために市場に出されたプローブのように、2つの走査平面を有するプローブが、心臓映像用として既に知られていることは認めることができる。システムの表示装置は、3つの一体変換器のそれぞれから得られた3つのエコーグラフが再生できるように設計されている。主映像は、それにより再生される動脈の関心部の一部における測定のための相に伴われることができ、中央変換器により供給される。主映像に垂直な方向に形成され、互いに並行な2つの側方映像は、関連する動脈の検査の間にオペレータを案内する役に立ち、要求に応じて、それが一般的であるが、オペレータが最大表面領域の縦断面を得ることを可能とする。このため、第1ステップでは、動脈の実質的横断面が各側方映像において楕円に形成されるべきであり、それから、第1の中央変換器の全長に沿った主映像が確実にされ、次いで、プローブを連続的に操作することにより励起方向において各横断映像平面を分離する対称軸が、各横断面をも対称に分離するように、横断面内のこれら2つの映像の中心出しが確実にされる。これらの並行な対称軸は、横断面映像平面上にスクリーン上の図形として進歩的に具体化され、また、中央映像の平面と各横断映像平面の交差点を構成する。後者の操作は、所望映像の一種の準備を構成する。すなわち、その操作は中央変換器により供給される主映像が動脈の軸を含むことを確実にする。プローブの動脈に関するこの相対位置は、励起を、特に励起方向内の血液速度の構成要素の供給が意図されたバルスドップラモード内としながら、主映像ラインに沿う励起を実現するために、より魅力的である。その励起

は、少なくとも心臓の1拍の期間で繰り返されることが望ましい。

【0009】本発明の好ましい実施例において、上述した3つの走査平面を有するプローブに適用されるエコーグラフに含まれるシーケンス手段は、前記超音波信号の送信段と前記プローブとの間の接続部に2つのマルチプレクサにより形成され、第1のマルチプレクサは、一方の前記第1変換器のための信号と、他方の前記第2および第3変換器のための信号との間の切り換えのための第1制御手段を備え、第2マルチプレクサは、前記第1マルチプレクサから下流に配設され、かつ、前記第2および第3変換器のための信号の間の切り換えのための第2制御手段を備える。

【0010】送信/受信モードにおける3つの変換器の動作シーケンスは、映像表示装置上のエコーグラフックプローブの3つの変換器のそれぞれにより供給される映像のリアルタイムの表示ができるほど十分に高い周波数で周期的に繰り返される。

【0011】

【発明の実施の形態】添付した図を参照して一例として与えられる以下の説明によれば、発明がどのようにして実行されるかをより理解することができる。実質的に2倍のスケールで図1に示されるエコーグラフックプローブ1は、3つの変換器で構成されており、主変換器は、中央平面と称され、図面に垂直に延在する前面側区分平面内で、血管、一般には動脈を走査するように設計されている。エコーグラフのオペレータは、通常、動脈の縦断面を得ることを望み、もしオペレータによる動脈内の最も速い血液速度の測定を可能とするためには、前記中央前面側区分平面は、実質的に変換器2と等しい長さを有する被走査動脈区分の軸を含むべきである。今までは、そのようなプローブの位置取りは、経験的に、また、もはや現代のエコーグラフの能力に合わない低い精度で達成されていた。前記位置取りを達成するため、本発明によれば、3つの変換器2、3および4を備える組み立て体が前面側対称平面（図2における平面9）を有するように、変換器2には、その各側面に配設される2つの側方変換器3および4が追加されている。変換器3および4は、互いに並行であり、かつ、変換器2の中央前面側区分平面に対して垂直な前面側区分平面の組織を走査するように設計されている。図1に示すプローブは、モニターのスクリーンに動脈の断面を生成することを意図されており、その断面は図4の上部に表されるように、以後、詳細に説明されるように、3つの映像に分解される。各変換器2、3および4は、受信モードと同様に、送信モードにおける焦点合わせのために適当な遅延規則により電氣的に制御され、それにより励起ライン毎に公知の手法で所定数の画素の確保を可能とする（小さな長方形で表される）要素変換器で構成されている。励起ラインの数は、実質的に変換器の要素変換器の数と

同じである。信号のアナログ処理の後に、多くの場合にはデジタル処理が続くが、このようにして得られた点のマトリックスは、モニタのスクリーン上に表された映像を構成する。

【0012】変換器2、3および4は、フィリップスLA7530E型のような線型タイプ、または、フィリップスCA6414型のような曲線タイプとすることができ、後者の変換器によれば、扇型映像を得ることができる。中央変換器2が線型タイプであり、側方変換器3および4が曲線タイプであることが好ましい。図2は、2つの側方平面7および8に挟まれ、かつ、中央平面9に横切られる動脈の区分6を示す。側方平面7および8、および、中央平面9は、それぞれ図1に示す変換器3、4および2の走査平面である。平面9は、平面7の扇型領域を、ライン11に合わせてその中心で、また、平面8の扇型領域を、ライン12に合わせてその中心で切断する。図2は、プローブで搜索される理想位置を示す。この位置では、動脈6の軸13は、PおよびQで、すなわち、平面9が軸13を含む点で、ライン11および12と交差する。理想位置は、エコーグラフのオペレータにより、以下のようにプローブが使用される間に搜索される。

【0013】動脈の一部の搜索は、変換器2によって生成された平面9内に、前記動脈のほぼ楕円形状の区分を形成することで開始される。続いて、平面9の全有効幅を占めるべくトレースが行われる。この段階で、図3の上部に15および16で表されるように、動脈の実質的横断区分が平面7および8に現れる。そして、理想的位置取りのための段階は、2つの図形15および16の中心が図3の下部に示されるようにライン11および12に一致するように、プローブを非常にゆっくりと動かすことにより終了される。プローブは、この正しい位置で非可動状態に保持され、それから、血液速度の計測が、動脈の中心に存在するエコーグラフの目的物（小球）の速度（最も速い速度）を含めて、例えば少なくとも心臓の1サイクルの期間の間の時間の機能として血液の流れを正確に計算（積分の後に）できるパルスドップラーモードの励起により実行され得る。

【0014】平面7、8および9における映像の視覚化は、本発明の超音波エコーグラフシステムの映像ディスプレイ装置であるモニタのスクリーン21を示す図4の上部に示されるように補足されることができる。前記スクリーン上で、平面7および8の側方映像22および23は、区分平面9の中央映像24の両側に表される。これら2つの側方映像は、（分離された状態で）上下に表され得ることが認められる。

【0015】図4は、図2の操作の概要を示す。映像24は、動脈の軸13と、公知の手法によるプローブの理想的位置取りの後に、血液速度の測定のために超音波パルスによる励起が繰り返し行われる方向（軸）のベクトルZも含んでいる。本発明の結果、軸13とZベクトル

は、本発明の目的であるように点Rで交差する。測定された瞬間速度は、ベクトルZの軸に沿って搜索された実速度の構成要素である。 $1/\cos \theta$ による乗算補正によれば、測定速度から実速度への切り換えが可能である。 θ は、軸13とベクトルZとの間の角度である。実速度は、メモリ（図示せず）の内部にデジタル形式で記憶され得る。それらは、例えば図4のスクリーンの下部に示すようなMモードで、公知の手法でも視覚化され得る。図4の座標は、横軸の時間と、軸13に対して垂直方向に測定されたスカラー量であり縦軸にプロットされた深さZである。図4は、好ましくは心臓の1サイクルより長い時間の期間の動脈の壁を表す図形26および27を表している。図形26および27の間には、動脈の径内に分布する血液速度が、一般的にスクリーン上に表される所定のコードと一致する色により視覚化される（図4には図示せず）。

【0016】図1に示す（3つの区分面を有する）3変換器式プローブにより上記の結果を得るためには、この特別なプローブが接続されるエコーグラフを適応することが必要である。より特別には、エコーグラフは、以下図5を参照して説明するように、周期的方法で、連続的に変換器2、3および4を励起するシーケンス手段を備えるべきである。プローブ1の制御は、3つの変換器2、3および4が、それぞれ独立のエコーグラフにより想像され得るようには同時に励起され得ないという技術的問題に直面する。現実には、これら3つの変換器は互いに非常に接近しており、3つの隣接した広がり放射された超音波の受信と同様に、放射信号上には、使用に適切でないノイズを含む信号が受信されるような干渉が生ずることがある。この欠点の減少のために用いられる解決は、システムの動作中常に、3つの変換器のただ一つだけを作動させる手法で、単一エコーグラフにより、マルチプレクサを用いて、3つの変換器を連続的に作動させることにある。

【0017】図5において破線31の右側に位置する部分は、周波数またはドップラタイプと呼ばれる、または、一時的相関タイプのエコーグラフの従来の構造である。送信段32は、発振器と、供給される信号を定期的連続超音波パルス信号に変換するプローブに電子励起信号を供給するジェネレータを選択された繰り返し周波数で制御する周波数分波器とからなるシーケンサを含んでいる。送信段32と、受信および処理段34（前端とも呼ばれる）の間の分離器33は、プローブ1と、前記2つの段32、34の間に挿入され、出力信号による受信回路の過負荷を防止する。例えば変換器2による送信のために、メモリ35により回路32に提供される送信モードにおける所定構成のために、変換器2のM要素変換器によって受信されるM信号は、受信モードでチャンネルを形成するための装置としても称される回路34に供給される。変換器2、3または4の要素変換器の電子走

査制御（図示せず）は、変換器の置き換え無しに関連励起ラインを選択できる。前記ラインは、変換器2のためのもののよう互いに並行に、または、変換器3および4のためのもののよう放射状に、同一の平面内に露出される。チャンネル形成装置34は、受信モード36内の構成メモリから受信され、また、分離器33から受信される信号に重畳される特定遅延構成により、選択された励起ライン2、3または4上の最も近い点から最も離れた点までに存在する点と同様に多数の点を、連続的な焦点合わせを行うことで得ることができる。チャンネル形成装置34は、後端とも称される回路38を、出力信号S(t, z)で処理する下流信号を供給する。

【0018】単一変換器だけを有するプローブを備えるエコーグラフでは、単一平面が数Hzと数十Hzの間の周波数で周期的に走査される。その周波数は、プローブが置き換えられる場合であっても、スクリーン21上に快適な表示を得るために十分に高い周波数である。本発明によれば、第1の映像を供給するために変換器2、3および4の一つによる走査が終了した後即座に、第2の変換器による走査が開始され、後者の走査には直接第3の変換器による走査が続く。そして、所定期間のサイクルの間それが継続する。走査期間は、下記のような、それぞれ変換器2、3および4に対するT2、T3およびT4と等価である。

【0019】 $T_2 + T_3 + T_4 = T$ 、Tは、スクリーン21（図4）上の3つの映像が現れる周波数が $1/T$ と等しくなるように、前記サイクルの期間である。この特別な動作は、クロック発生器43により好適に同調される2つのマルチプレクサ41および42により実現される。マルチプレクサ41は、期間T2の間は変換器2に対して、また、それに続く期間T3およびT4の間はマルチプレクサ42に対して送信および受信を行うように制御される（SY1）。マルチプレクサ42は、期間T3の間は変換器3に対して、また、期間T4の間は変換器4に対して送信および受信を行うように制御される（SY2）。各期間Tの間、回路32および34は、好ましくは同じ同調SY3およびSY5、すなわち、期間T2の間は変換器2の動作のための第1の構成、また、期間T3+T4の間は、変換器3と続く変換器4の動作のための第2の構成により、3つのプローブのそれぞれへの適応のための送信および受信のためにこのように調整される。

【0020】3編の連続においてこのように得られた信号S(t, z)は、次に、図4を参照して上記の如く説明された映像をスクリーン21上に再生させるためにデ

ィジタル走査変換を実行する回路38に進められる。このため、回路38は、表示構成メモリ44からの信号と、期間T3の間に新映像22の表示を可能とし、次いで期間T4の間に新映像23の表示を可能とし、次いで期間T2の間に新映像24を可能とし、そして、周期的方法でこれを行わせる同調信号SY4とを受信する。スクリーン上のバタフライ効果を避けるため、各新映像の期間は等しくTに維持されることが望ましい。

【0021】異なる応用に専用されるいくつかのプローブを含むエコーグラフが知られていること、および、これらのプローブの一つがオペレータにより選択された場合に、エコーグラフの構成が32、34および38の中で自動的に確立されることが認められる。従って、ここでは、このような、関連する作動プローブへのエコーグラフの適用がどのように実現されるかは説明する必要がない。換言すると、エコーグラフの前端構成は、所定のプローブ幾何学および所定の走査モードに対して自動的に確保される。上述の如く適用されるフィリップスエコーグラフSD800は、本発明を実行するために用いられ得る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の3つの変換器を備えるプローブの正面図である。

【図2】一つの動脈区分に関して適正に方向付けられた本発明のプローブの3つの走査平面の斜視図である。

【図3】側方の変換器がどのようにしてプローブを図2に示す正しい位置に案内することができるかを表す。

【図4】本発明の超音波エコーグラフシステムの映像表示装置を示す。

【図5】本発明の超音波エコーグラフシステムの実施例のブロック図を示す。

【符号の説明】

1 プローブ

2, 3, 4 変換器

6 動脈

7, 8 側方平面

9 中央平面

13 軸

21 スクリーン

22, 23 側方映像

24 中央映像

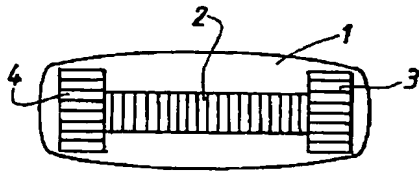
32 送信段

33 分離器

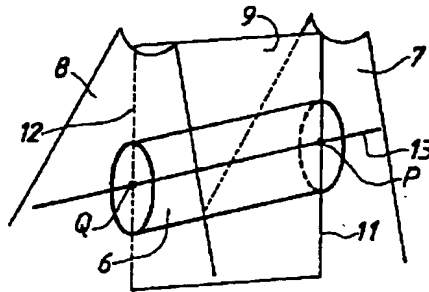
34 処理段

41, 42 マルチプレクサ

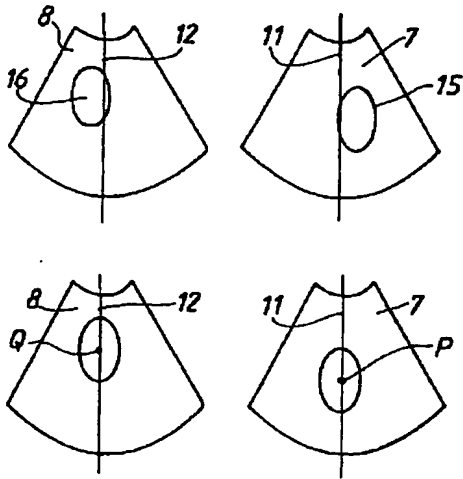
【図1】



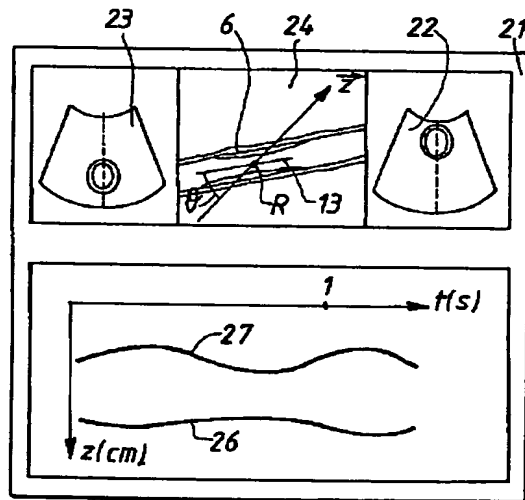
【図2】



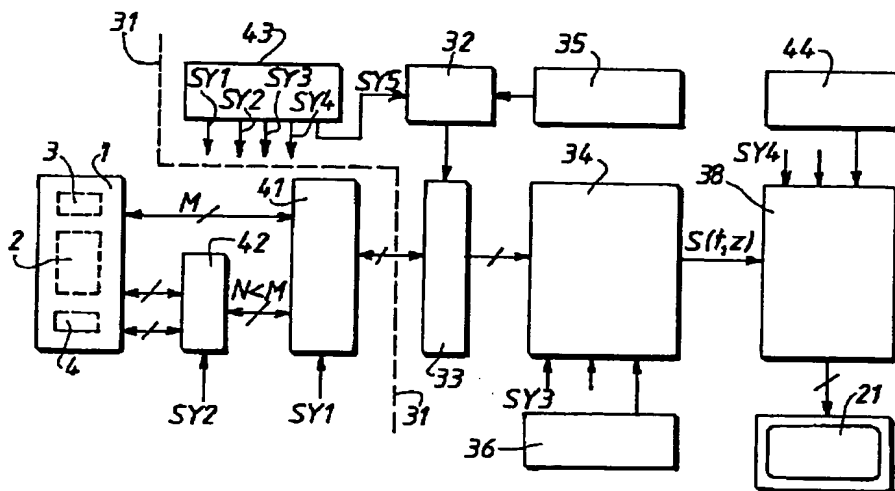
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 フィリップ ジャンドレイ
フランス国, 94370 シシ・アン・ブリ,
アレ・ドゥ・ラ・ムセル 6

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-192278

(43)Date of publication of application : 28.07.1998

(51)Int.Cl.

A61B 8/06

(21)Application number : 09-361148

(71)Applicant : PHILIPS ELECTRON NV

(22)Date of filing : 26.12.1997

(72)Inventor : ODEIL BONNEF
PHILIPPE JEANDELAY

(30)Priority

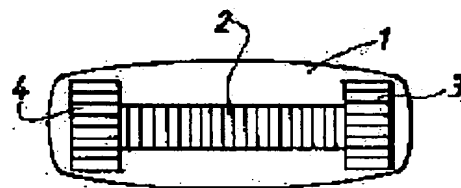
Priority number : 96 9616265 Priority date : 31.12.1996 Priority country : FR

(54) ULTRASONIC ECHO GRAPHIC SYSTEM FOR ARTERY EXAMINATION

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a system including a probe connected to an echo graph that is formed by an ultrasonic outputting means, a reception and processing means of ultrasonic echo signals and a device to display ultrasonic images of artery.

SOLUTION: A probe 1 is composed of integrated three transducers, that is, the first central transducer 2 to examine artery to axis direction, and two more transducers 3 and 4, which are parallelly placed and directed vertically against the first transducer 2 to form vertical section images of conductor. The each graph includes a sequence means, which is continuously operated by respective cyclical methods of the three transducers.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

*** NOTICES ***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The transmitting stage of a supersonic wave, a receiving stage, and the processing stage of the ultrasonic signal returned to the probe, It is an artery checking ultrasonic echo graph system containing a probe equipped with at least one ultrasonic transducer connected to the echo graph formed with the equipment which displays ultrasonic imaging of the artery which should be inspected. Said probe consists of an assembly object of three one converters, and the 1st central converter is prepared so that said artery may be scanned to shaft orientations. The 2nd and 3rd side converters are attached in said 1st converter at the symmetry. It considers as the sense which crosses an artery substantially and scans it within the scan layer which extends at right angles to the scan layer of said 1st converter. And moreover, said echo graph The artery checking ultrasonic echo graph system characterized by including the sequence means to which the sequential operation of said 1st, 2nd, and 3rd converters is carried out by the periodic approach.

[Claim 2] Said sequence means is formed between the transmitting stage of said ultrasonic signal, and said probe of two multiplexers by which cascade connection was carried out. The 1st multiplexer It has the 1st control means for the switch between the signal for said 1st converter, and the signal for said 2nd and 3rd converters. The 2nd multiplexer The ultrasonic echo graph system according to claim 1 characterized by being arranged down-stream from said 1st multiplexer, and having the 2nd control means for the switch between the signals for said 2nd and 3rd converters.

[Claim 3] Said signal-processing stage is an ultrasonic echo graph system according to claim 1 or 2 characterized by including the processing means which indicates by separation the three ultrasonic imaging obtained from said 1st, 2nd, and 3rd converters on real time at said display.

[Claim 4] It is a probe equipped with the ultrasonic transducer claim 1 thru/or for the ultrasonic echo graph systems of three given in any 1 term. Consist of an assembly object of three one converters, and the 1st central converter scans said artery to shaft orientations. The 2nd and 3rd side converters are probes characterized by considering as the sense which crosses an artery substantially and scans it within the scan layer which extends at [it is attached in said 1st converter at the symmetry, and] right angles to the scan layer of said 1st converter.

[Claim 5] The probe which is a probe equipped with the ultrasonic transducer for claim 1 thru/or the ultrasonic echo graph system of three given in any 1 term, and is characterized by consisting of the 1st line type central converter and the 2nd and 3rd converters of the side of the shape of a curve for acquiring the 2nd and 3rd fanning images.

[Claim 6] It is an ultrasonic echo graph for an ultrasonic echo graph system according to claim 1. Said sequence means It is formed in the connection between the transmitting stage of said ultrasonic signal, and said probe of two multiplexers. The 1st multiplexer It has the signal for said one 1st converter, a signal for said 2nd and 3rd converters of another side, and the 1st control means for a switch of a between. The 2nd multiplexer The ultrasonic echo graph characterized by being arranged down-stream from said 1st multiplexer, and having the 2nd control means for the switch between the signals for said 2nd and 3rd converters.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the artery checking ultrasonic echo graph system containing the probe accompanied by at least one ultrasonic transducer connected to the echo graph formed with the transmitting stage of an ultrasonic beam, a receiving stage, the processing stage of the ultrasonic signal returned to the probe, and the equipment that displays the ultrasonic image of the artery which should be inspected.

[0002] This invention is used in the field of measurement of a medical echo GURAFUKKU image and a physiology variable.

[0003]

[Description of the Prior Art] The ultrasonic echo graph was becoming an effective means for visualization of nervous tissue, especially an artery, and became possible [measuring a physiology variable in a suitable precision] by the end of today. The handling of an echo GURAFUKKU probe which an operator performs for inspection of the artery which measures the instantaneous velocity of the blood which visualizes an artery in a cross section or flows through an artery is still the delicate actuation which may be made to still interpret the acquired image accidentally, or can cause an error under quantitative analysis.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] One difficulty which encounters in the case of quantitative analysis is reference by location with the exact probe about the shaft of tubing (artery). It should be understood that most proper reference by location means reference by location including the visualized image in which the cross section formed by the ultrasonic beam extends through the shaft of an artery.

[0005] From the viewpoint for ensuring exact measurement of a blood rate, it is not concerned with any the predetermined criteria about acquisition of the data based on the conventional probe shall be related between linearity and a curvilinear probe, but it is set today. For example, to one artery partition, an operator has to perform measurement 5 times and has to maintain only three mutually approximated most from said five measurement. However, this technique is long, and it is difficult to perform rather, and a specific operator is more short, however more reliable processing is wanted to become usable in spite of it. It is the problem which this should solve. In order to enable acquisition of the blood circulatory system data which simplify blood circulatory system inspection more, and can be trusted more by the end of today since the advance made about the speed and operation speed of an echo GURAFUKKU technique was given, an improvement of conversion to signals of an artery is desired.

[0006] The object of this invention is offering the ultrasonic echo graph which enables organization of the artery cross-section image of the real time which has the cross section of the artery which passes the shaft of an artery. Other objects of this invention are offering the ultrasonic echo graph which can measure blood velocity of circulation with the more excellent dependability. Other objects of this invention are offering the ultrasonic echo graph which can correct the cross-section image of an artery so that it may extend through the shaft of an artery through the advice based on the supplementary image on a display.

[0007]

[Means for Solving the Problem] As opposed to, as for said probe, the ultrasonic echo graph system of a class with which these objects and the fault of the conventional technique were expressed to the preface consisting of assembly objects of three one converters, and the 1st central converter scanning said artery to shaft orientations The 2nd and 3rd side converters are attached in said 1st converter at the symmetry. And the point made into the sense which crosses an artery substantially and scans it within the scan layer which extends at right angles to the scan layer of said 1st converter and said echo graph It is attained and mitigated

in that it has the description by the point including a sequence means to operate continuously said 1st, 2nd, and 3rd converters by the periodic approach.

[0008] For example, it can be admitted that the probe which has two scan flat surfaces is already known as an object for heart images like the probe taken out to the commercial scene by U.S. commercial enterprise Hewlett Packard for super-esophagus inspection. The display of a system is designed so that three echo GURAFUKKU obtained from each of three one converters can be reproduced. The main image can be followed on the phase for the measurement in a part of interested section of the artery reproduced by that cause, and is supplied by the central converter. It is formed in the direction vertical to the main image, and mutually, it is helpful, and according to a demand, two parallel side images make possible the thing to which it shows an operator between inspection of a related artery and which an operator acquires for the longitudinal section of the maximum surface field, although it is common. The main image which the substantial cross section of an artery should be formed in the ellipse in each side image, and met the overall length of the 1st central converter at the 1st step is ensured. For this reason, subsequently By operating a probe continuously, the symmetry axis which separates each crossing image flat surface in the excitation direction is ensured by the inside centering of these [in the cross section] two images so that each cross section may also be divided into the symmetry. Shape is progressively taken as a graphic form on a screen on a cross-section image flat surface, and these parallel symmetry axes constitute the crossing of the flat surface of a central image, and each crossing image flat surface. The latter actuation constitutes a kind of preparation of a request image. That is, the actuation ensures that the main image supplied by the central converter includes the shaft of an artery. Especially this relative position about the artery of a probe is more attractive in order to realize excitation along the main image line, making excitation into the inside of the pulse-doppler mode in which supply of the component of the blood rate within the excitation direction was meant. As for the excitation, it is desirable to be repeated in the period of one beat of the heart at least.

[0009] The sequence means included in the echo graph applied to the probe which has three scan flat surfaces mentioned above in the desirable example of this invention It is formed in the connection between the transmitting stage of said ultrasonic signal, and said probe of two multiplexers. The 1st multiplexer It has the 1st control means for the switch between the signal for said one 1st converter, and the signal for said 2nd and 3rd converters of another side. The 2nd multiplexer It is arranged down-stream from said 1st multiplexer, and has the 2nd control means for the switch between the signals for said 2nd and 3rd converters.

[0010] The operating sequence of three transducers in transmission/receive mode is periodically repeated on such a frequency high enough that the display of the real time of the image of three transducers of the echo GURAFUKKU probe on a graphic display device which is alike, respectively and is supplied more can be performed.

[0011]

[Embodiment of the Invention] According to explanation of the following given as an example with reference to attached drawing, he can understand more how invention is performed. the inside of the front-face side partition flat surface which the echo GURAFUKKU probe 1 substantially shown in drawing 1 on a twice as many scale as this consists of three converters, and the main converter is called a central plane of worm gear, and extends at right angles to a drawing -- a blood vessel -- it is designed so that an artery may generally be scanned. In order for the operator of an echo graph to usually desire to obtain the longitudinal section of an artery and to enable measurement of the quickest blood rate in the artery by the operator, said front-face side partition flat surface of a center should include the shaft of the scanned artery partition which has die length equal to a converter 2 substantially. Until now, the reference by location of such a probe was attained in a low precision which does not suit the capacity of a present-day echo graph experientially and any longer. In order to attain said reference by location, according to this invention, two side converters 3 and 4 arranged in each of that side face are added to the converter 2 so that an assembly object equipped with three converters 2, 3, and 4 may have a front-face side symmetry plane (flat surface 9 in drawing 2). Converters 3 and 4 are mutually parallel, and they are designed so that the organization of a vertical front-face side partition flat surface may be scanned to the front-face side partition flat surface of a center of a converter 2. It is meant that the probe shown in drawing 1 generates the cross section of an artery on a monitor's screen, and the cross section is henceforth decomposed into three images so that it may be explained to a detail, so that it may be expressed to the upper part of drawing 4 . Each converters 2, 3, and 4 are electrically controlled by the delay regulation suitable for focusing in a transmitting mode like the receive mode, and consist of element converters which enable reservation of the pixel of a predetermined number by well-known technique for every excitation line by that cause (expressed with a small rectangle).

The number of excitation lines is substantially the same as the number of the element converters of a converter. In many cases, digital processing continues after analog processing of a signal, but the matrix of the point acquired by doing in this way constitutes the image expressed on the screen of a monitor.

[0012] Converters 2, 3, and 4 are Philips LA7530E. It can consider as a line type type like a mold, or a curvilinear type like Philips CA6414 mold, and according to the latter converter, a fanning image can be acquired. It is desirable that the central converter 2 is a line type type, and the side converters 3 and 4 are curvilinear types. Drawing 2 shows the partition 6 of the artery which is pinched by two side flat surfaces 7 and 8, and is crossed by the central plane of worm gear 9. The side flat surfaces 7 and 8 and a central plane of worm gear 9 are scan flat surfaces of the converters 3, 4, and 2 shown in drawing 1, respectively. A flat surface 9 is the core about the fanning field of a flat surface 7 according to a line 11, and the fanning field of a flat surface 8 is aligned with a line 12, and it cuts it at the core. Drawing 2 shows the ideal location searched with a probe. In this location, the shafts 13 of an artery 6 are P and Q, namely, are the points that a flat surface 9 includes a shaft 13, and intersect lines 11 and 12. An ideal location is searched by the operator of an echo graph while a probe is used as follows.

[0013] A search of a part of artery is started in the flat surface 9 generated by the converter 2 by the thing of said artery for which an elliptical partition is formed mostly. Then, trace is performed in order to occupy the total effective width of a flat surface 9. In this phase, the substantial crossing partition of an artery appears in flat surfaces 7 and 8 so that it may be expressed with 15 and 16 to the upper part of drawing 3. And the phase for ideal reference by location is ended by moving a probe very slowly so that it may be in agreement with lines 11 and 12, as the core of two graphic forms 15 and 16 is shown in the lower part of drawing 3. A probe may be performed by excitation in the pulse-doppler mode which can calculate flow of blood to accuracy as a function of the time amount during the period of 1 cycle of the heart at least (after an integral), including the rate (quickest rate) of the specified substance (corpuscle) of echo GURAFUKKU to which it is held in this right location at non-flight readiness, and measurement of a blood rate exists in the core of an artery.

[0014] It can be supplemented with visualization of the image in flat surfaces 7, 8, and 9 as shown in the upper part of drawing 4 which shows the screen 21 of the monitor which is the image display unit of the ultrasonic echo graph system of this invention. On said screen, the side images 22 and 23 of flat surfaces 7 and 8 are expressed to the both sides of the central image 24 of the partition flat surface 9. It is admitted that these two side images may be expressed up and down (in the condition of having dissociated).

[0015] Drawing 4 shows the outline of actuation of drawing 2. The image 24 includes the vector Z of the direction (shaft) where excitation by the ultrasonic pulse is repeatedly performed for measurement of a blood rate after the shaft 13 of an artery, and the ideal reference by location of the probe by well-known technique. As a result of this invention, a shaft 13 and Z vector cross at Point R so that it may be the object of this invention. The measured instantaneous velocity is the component of whenever [real velocity / for which it searched in accordance with the shaft of Vector Z]. According to the multiplication amendment by $1/\cos \theta$, the switch from a reading per second to whenever [real velocity] is possible. θ is an include angle between a shaft 13 and Vector z. Whenever [real velocity] may be memorized by the digital format inside memory (not shown). They are M mode as shown in the lower part of the screen of drawing 4, and may be visualized also by well-known technique. The coordinates of drawing 4 are the time amount of an axis of abscissa, and the scalar quantity perpendicularly measured to the shaft 13, and are depth z plotted by the axis of ordinate. Drawing 4 expresses the graphic forms 26 and 27 showing the wall of the artery of the period of desirable time amount with the heart longer than 1 cycle. Among graphic forms 26 and 27, the blood rate distributed in the path of an artery is visualized by the color which is in agreement with the predetermined code with which it is generally expressed on a screen (not shown to drawing 4).

[0016] In order to obtain the above-mentioned result with 3 transducer type probe shown in drawing 1 (it has three partition sides), it is required to be adapted in the echo graph to which this special probe is connected. More specially, an echo graph is the periodic approach and should be equipped with a sequence means to excite converters 2, 3, and 4 continuously so that it may explain with reference to drawing 5 below. Control of a probe 1 faces the technical issue that it must have been simultaneously excited [that three converters 2, 3, and 4 may be imagined by the respectively independent echo graph] like. Actually, these three converters are approaching dramatically mutually and interference by which the signal containing the noise which is not suitable for an activity is received may arise on a radiation signal like reception of the supersonic wave emitted to three adjoining breadth. The solution used for reduction of this fault is the technique of operating only one of the three transducers in the working usual state of a system, and is with a single echo graph using a multiplexer to operate three transducers continuously.

[0017] Are called a frequency or a Doppler type or the part located in the right-hand side of a broken line 31 in drawing 5 is the conventional structure of a temporary correlation type echo graph. The transmitting stage 32 contains the sequencer which consists of an oscillator and a frequency splitter which had the generator which supplies an electronic excitation signal chosen by the probe which changes the signal supplied into a periodical continuation supersonic-wave pulse signal, and which is repeatedly controlled by the frequency. The eliminator 33 between the transmitting stage 32, and reception and the processing stage 34 (called the front end) is inserted between a probe 1 and said two stages 32 and 34, and prevents the overload of the receiving circuit by the output signal. For example, M signal received by M element converter of a converter 2 for the predetermined configuration in the transmitting mode with which a circuit 32 is provided by memory 35 for transmission by the converter 2 is supplied to the circuit 34 called also as equipment for forming a channel by the receive mode. Electronic-raster-scanning control (not shown) of the element converter of converters 2, 3, or 4 can choose a related excitation line without replacement of a converter. Said line is mutually exposed to a radial in the same flat surface like the thing for concurrency or converters 3 and 4 like the thing for a converter 2. Channel formation equipment 34 can be obtained from the nearest point on the selected excitation lines 2 and 3 or 4 by performing continuous focusing for many points like the point which exists by the point which separated most by the specific delay configuration on which the signal which is received from the configuration memory in the receive mode 36, and is received from an eliminator 33 is overlapped. Channel formation equipment 34 supplies the down-stream signal which processes the circuit 38 called the back end with an output signal $S(t, z)$.

[0018] In an echo graph equipped with the probe which has only a single transducer, a single flat surface is periodically scanned on the frequency between several Hz and dozens of Hz. Even if the frequency is the case where a probe is replaced, in order to obtain a comfortable display on a screen 21, it is a frequency high enough. According to this invention, in order to supply the 1st image, after the scan by one of the converters 2, 3, and 4 is completed, immediately, the scan by the 2nd converter is started and the scan by the 3rd converter follows the latter scan directly. And it continues between the cycles of a predetermined period. The scan period is equivalent to following T_2 [respectively as opposed to converters 2, 3, and 4] and following T_3 , and T_4 .

[0019] $T_2 + T_3 + T_4 = T$ and T are the periods of said cycle so that the frequency in which three images on a screen 21 (drawing 4) appear may become equal to $1/T$. This special actuation is realized by two multiplexers 41 and 42 which align suitably with the clock generation vessel 43. It is controlled so that a multiplexer 41 performs transmission and reception to a multiplexer 42 between period T_3 to which it is followed as opposed to a transducer 2 between periods T_2 , and T_4 (SY1). A multiplexer 42 is controlled as opposed to a converter 3 to perform transmission and reception to a converter 4 between period T_4 between period T_3 (SY2). It is adjusted [between the alignment SY5 / SY3 and / T_2 with them, i.e., a period,] in this way during each period T by the 2nd configuration for actuation of a converter 3 and the continuing converter 4 for the transmission for the adaptation of three probes which passes, respectively, and reception between the 1st configuration for actuation of a converter 2, and period $T_3 + T_4$. [desirable circuits 32 and 34 and] [same]

[0020] the signal $S(t, z)$ acquired in this way in three pieces of continuation -- next, in order to reproduce the image explained like the above with reference to drawing 4 on a screen 21, it is advanced to the circuit 38 which performs digital scan conversion. For this reason, a circuit 38 enables the display of the new image 22 between the signal from the display configuration memory 44, and period T_3 , subsequently to between period T_4 enables the display of the new image 23, subsequently to during a period T_2 makes the new image 24 possible, and receives the harmonic ringing SY4 which continues this by the periodic approach. In order to avoid the butterfly effectiveness on a screen, as for the period of each new image, to be equally maintained by T is desirable.

[0021] When that the echo graph containing some probes sole possession of is taken by different application is known, and one of the probes of these are chosen by the operator, it is admitted that the configuration of an echo graph is automatically established in 32, 34, and 38. Therefore, it is not necessary to explain how application of the echo graph to such a related actuation probe is realized here. A paraphrase secures the front end configuration of an echo graph automatically to predetermined probe geometry and predetermined scan mode. The Philips Echo graph SD 800 applied like **** may be used in order to perform this invention.

[Translation done.]

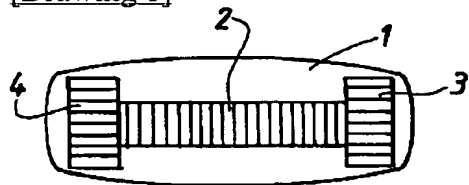
* NOTICES *

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

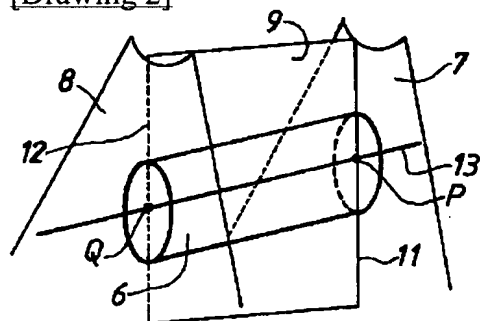
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

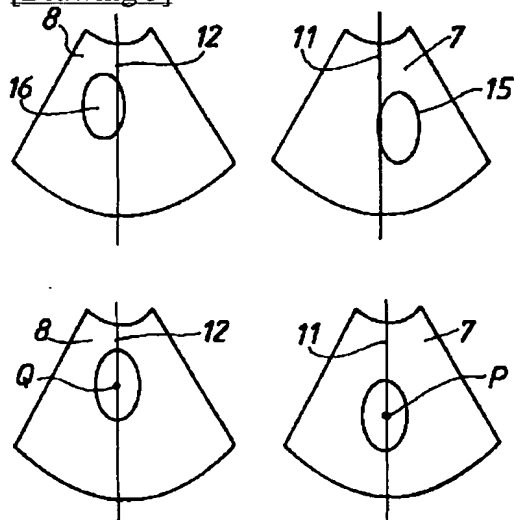
[Drawing 1]



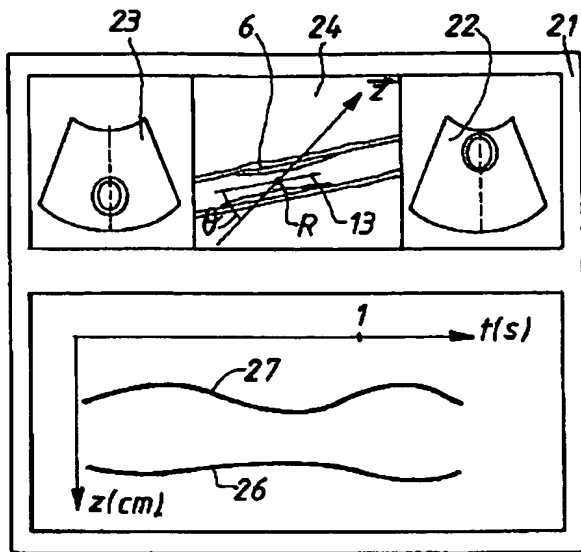
[Drawing 2]



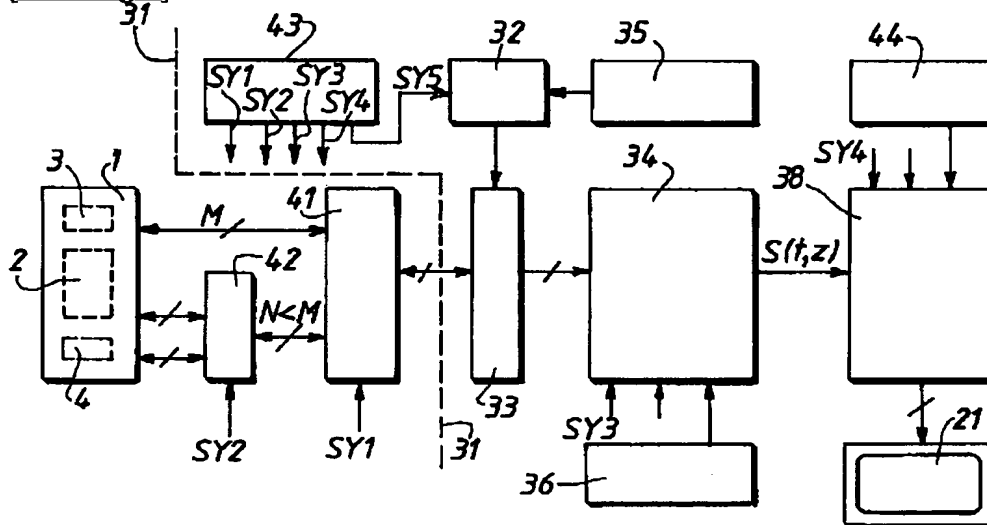
[Drawing 3]



[Drawing 4]



[Drawing 5]



[Translation done.]